

606/73 88-C de

BEST AVAILABLE COPY

MECR. ★ P31 88-078497/12 ★ DE 3630-863-A
Screw holding surgical implants to fractured bone - has head
attached to shank by neck forming plane of weakness

MECRON MED PROD GMB 08.09.86-DE-630863

(17.03.88) A61b-17/58

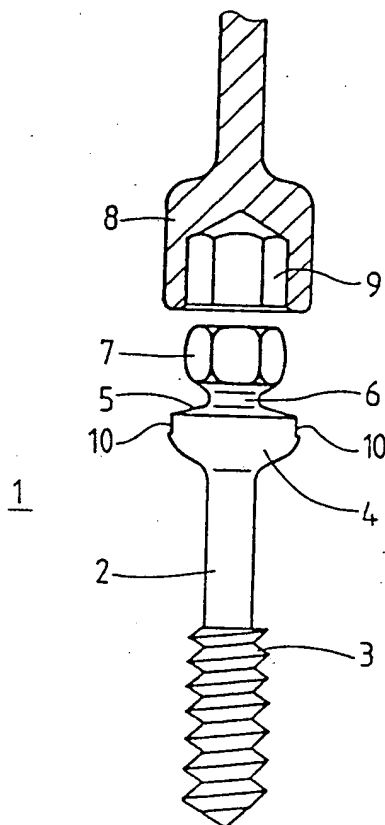
08.09.86 as 630863 (1099DB)

The screw for holding together the fractured parts of a bone has a shank (2) with a screw thread (3). The screw has a head formed in two parts (4,7) connected by a neck (6). The lower part has a convex undersurface while the upper part is hexagonal and fits in the socket (9) of a spanner (8).

The dia. of the neck is such that a plane of weakness is formed so that the hexagonal part (7) of the head is twisted off when the screw has been screwed fully into plate.

USE - Surgical implant for healing bone fractures. (4pp
Dwg.No1/1)

N88-059571



© 1988 DERWENT PUBLICATIONS LTD.

128, Theobalds Road, London WC1X 8RP, England

US Office: Derwent Inc.

Suite 500. 6845 Elm St. McLean, VA 22101

Unauthorised copying of this abstract not permitted.

[TOP OF THIS PAGE HAS BEEN CUT OFF]

Germany

DE 36 30 863 A1

A61 B 17/58

German
Patent Office

Application number: P36 30 863.3
Date of filing: 9/8/86
Date of publication: 3/17/88

Applicant:

Mecron Medizinische Producte
GmbH, 1000 Berlin, DE

Inventor:

Kranz, Curt, Dipl.-Ing., 1000
Berlin, DE

Agent:

Christiansen, H., Dipl.-Ing.,
Patent Attorney, 1000 Berlin

Bone screw

Bone screw with a section in the area of the head for transferring torque, with the section for transferring torque being separated from a head that contains a bearing surface by a rated break point, whose breaking moment is less than the moment that can be transferred by the rest of the screw, especially by the screw shank.

1. Bone screw with a section for transferring torque in the area of the head, characterized in that the section for transferring torque is separated from a head containing a bearing surface by a rated break point, whose breaking moment is less than the moment that can be transferred by the rest of the screw, especially by the screw shank.
2. Bone screw according to claim 1, characterized in that the screw is made out of resorbable material.
3. Bone screw according to one of the foregoing claims, characterized in that the section for transferring torque is made as a cylindrical piece with polygonal surfaces.
4. Bone screw according to one of the foregoing claims, characterized in that the polygon is designed as an exterior polygon.
5. Bone screw according to one of claims 3 or 4, characterized in that the polygonal surfaces have a convex shape so that a spanner that fits the polygonal surfaces can be applied in the direction of the screw's longitudinal axis, in particular that the axis of the convex roundness forms the tangent of a circle, with the longitudinal axis of the screw as the center point.
6. Bone screw according to one of the foregoing claims, characterized in that the remainder of the area of the screw head adjacent to the shaft of the screw, i.e. in relation to the rated break point, has additional surfaces for transferring torque.

Description

The invention consists of a bone screw of the type indicated in the preamble of claim 1.

Known bone screws have the disadvantage that they may be attached so firmly when they are implanted that the shaft or another part of the screw breaks, so that the screw's function can no longer be ensured. In this case, the screw must be routed, which is associated with the destruction of unexpected areas of bone. Moreover, this eliminates the use of another screw where routing was performed.

The objective of the invention is to ensure that a value for bone screws is obtained that would not jeopardize the screw itself.

The use of resorbable implant material that is more brittle than the screw materials usually used is particularly advantageous. Since these types of screws may not be unscrewed again, the material is absorbed by the body, the torque transferring sections are also dispensable after the screw has been inserted. Only the sections containing the tensile components of the screw, such as the threading and screw head, need to remain.

Another advantage of the solution according to invention, as compared with the usual hexagonal sockets standardized for bone screws, is that the cross section of the screw head [is?]* not weak[]* by the corresponding recess and thus the smaller []cross section* of the head at the base of the hexagonal socket does not need to be taken into account when dimensioning the screw.

In a preferred embodiment of the section containing the torque connection and separated from the rest of the screw by a rated break point, this section is preferably designed in a convex form so that the spanner can be applied to the center axis of the screw in various directions. This prevents the transfer of bending moment to the area of the rated break point, so that the rated break point is loaded exclusively by the moment of screwing-in.

In the preferred embodiment of the invention, the rated break point is machined as a neck, symmetrical with the center axis of the screw, and arranged as a connection to the end plane of the screw head, so that this surface forms a flush termination after the torque transferring section has been removed.

*Sections blocked out on the fax copy--unable to interpret.

Other favorable developments involving the invention are characterized in the subclaims and/or are presented in more detail below, together with the description of the preferred embodiment of the invention by way of the figures.

The single figure represents the cross-section of a design example of the screw according to invention with part of a spanner that engages the screw.

The shank 2 and screw thread 3 of the bone screw 1 correspond to the form of known bone screws, with the lower part of the head 4 also bearing a known design. This type of screw is used to secure bone fragments or hold a bone plate, with tensile force being created when the screw threads 3 (on? spongiosa or corticalis threads) engage and counterforce being absorbed by the rounded underside of the head 4, which has a spherical design.

Connected to the end plane 5 of the screw head is a rated break point 6 in the form of a neck, which is designed so that a break will occur here earlier than in other parts of the screw. With normal dimensioning and a gentle curving of the neck to avoid energy spikes, the diameter of the neck or the cross-section of this neck has to be designed slightly narrower than the cross-section of the shank 2. (In the case of forms that do not have a round cross-section, this has to be tailored to the moments capable of being transferred).

Connected to the neck 6 is a section 7, which has outward hexagonal surfaces, which are capable of transferring the maximum screw-in moment because of the rated break point. The transfer of bending moments to the rated break point has to be avoided. Since this could cause a break in the latter in the case of even slight torquing, the outward hexagonal surfaces are designed as convex so that if the spanner 8 deviates from the longitudinal axis of the screw, i.e. cants around a small angle in this direction, those types of bending moments do not occur, since in this respect both parts 7 and 8 move relative to each other. This state of engagement, which is only partially mutual because of the convex design, is [line of text obliterated] when dimensioning, with no problems occurring here at all, since section 7 is a loss feature that does not affect the size of the screw remaining in the bone.

The spanner 8 is a tool for screwing the bone screw in and has a negative design with recessed surfaces that match the cross section for transferring the screw-in moment of section 7. In a beneficial variant--not shown--the socket 9 of the spanner, instead of the surfaces of section 7, also have a convex shape.

The bone screw 1 is made preferably of material that can be resorbed inside the body. Thus, the screw only needs to be screwed into the bones and can be tightened down with any degree of moment without causing any damage to the screw itself. The degree of moment that can be transferred is limited by the strength of the rated break point, so that when it separates, this is a sign to the surgeon that the screw was tightened down with the specified moment.

In order for the screw to be backed out in case it was not well seated, there is chamfering 10 on the upper part of the screw head 4, which should make it possible in special cases to rotate the screw using a pliers or other such tool. Since these surfaces are quite far from the center axis, they do not need to be designed very distinctively. This means that since they lie in the upper part of the head, they are still accessible if the screw is almost completely screwed in. Even if the screw were screwed in all the way, this area can still be cleared without any great damage to the bone so that the screw can be unscrewed.

The design of the invention is not limited to the preferred design example indicated above. Rather, a number of variants that make use of the solution presented is conceivable, even though the variants might have fundamentally different types of designs.

①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑪ **DE 3630863 A1**

⑤① Int. Cl. 4:
A61B 17/58

②① Aktenzeichen: P 36 30 863.3
②② Anmeldetag: 8. 9. 86
④③ Offenlegungstag: 17. 3. 88

Behördeneigentum

DE 3630863 A1

⑦① Anmelder:

Mecron Medizinische Produkte GmbH, 1000 Berlin,
DE

⑦④ Vertreter:

Christiansen, H., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 1000 Berlin

⑦② Erfinder:

Kranz, Curt, Dipl.-Ing., 1000 Berlin, DE

⑤④ Knochenschraube

Knochenschraube mit einem Element zur Drehmomentübertragung im Bereich des Kopfes, wobei das Element zur Drehmomentübertragung von einer Auflagefläche enthaltenden Kopf durch eine Sollbruchstelle getrennt ist, deren Bruchmoment kleiner ist als das durch die übrige Schraube, insbesondere den Schraubenschaft, übertragbare Moment.

DE 3630863 A1

Patentansprüche

1. Knochenschraube mit einem Element zur Drehmomentübertragung im Bereich des Kopfes, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Element zur Drehmomentübertragung von einem eine Auflagefläche enthaltenden Kopf durch eine Sollbruchstelle getrennt ist, deren Bruchmoment kleiner ist als das durch die übrige Schraube, insbesondere den Schraubenschaft, übertragbare Moment.
2. Knochenschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Schraube aus resorbierbarem Material gefertigt ist.
3. Knochenschraube nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Element zur Drehmomentübertragung als zylindrischer Ansatz gefertigt ist, der Mehrkantflächen aufweist.
4. Knochenschraube nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Mehrkant als Außenmehrkant ausgebildet ist.
5. Knochenschraube nach einem der Ansprüche 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Mehrkantflächen derart ballig ausgeformt sind, daß ein an die Mehrkantflächen angepaßtes Schraubendrehwerkzeug in einer zur Längsachse der Schraube geneigten Richtung angreifen kann, insbesondere daß die Achse der balligen Verrundung einer Tangente eines Kreises mit der Längsachse der Schraube als Mittelpunkt bildet.
6. Knochenschraube nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der restliche, bezogen auf die Sollbruchstelle, dem Schraubenschaft benachbarte Bereich des Schraubenkopfes zusätzliche Flächen zur Drehmomentübertragung aufweist.

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Knochenschraube der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art.

Bei den bekannten Knochenschrauben besteht der Nachteil, daß sie möglicherweise beim Implantieren so fest angezogen werden, daß der Schaft oder ein anderer Teil der Schraube bricht, so daß die Funktion der Schraube nicht mehr gewährleistet ist. Die Schraube muß in diesem Fall ausgefräst werden, was mit der Zerstörung von plötzlichen Knochenbereichen verbunden ist. Im übrigen kann im Bereich der Ausfräsung keine weitere Schraube angebracht werden.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, bei Knochenschrauben sicherzustellen, daß die Einschraubmomente einen die Schraube gefährdenden Wert nicht erreichen.

Besonders vorteilhaft ist die Anwendung bei resorbierbarem Implantatmaterial, das spröder ist als die üblicherweise verwendeten Schraubenwerkstoffe. Da derartige Schrauben nicht wieder herausgedreht werden müssen, da der Werkstoff innerhalb des Körpers absorbiert wird, kann nach dem Einschrauben auch auf die Drehmomentübertragungselemente verzichtet werden. Lediglich die Zugkraftkomponenten der Schraube aufnehmende Elemente wie Gewinde und Schraubenkopf müssen erhalten bleiben.

Weiterhin ist mit der erfindungsgemäßen Lösung der gegenüber den üblichen und bei Knochenschrauben genormten Innensechskanten der Vorteil verbunden, daß der Querschnitt des Schraubenkopfes nicht durch die

entsprechende Ausnehmung geschwächt ist und damit bei der Dimensionierung der Schraube nicht auf den verringerten Restquerschnitt des Kopfes im Bereich des Grundes des Innensechskantes Rücksicht genommen zu werden braucht.

Bei einer bevorzugten Weiterbildung des die Drehmomentanschlußmittel enthaltenden von der übrigen Schraube durch eine Sollbruchstelle abgetrennten Ansatzes ist dieser bevorzugt derart ballig ausgebildet, daß das Einschraubwerkzeug in unterschiedlichen, zur Mittelachse der Schraube geneigten Schraubrichtungen angesetzt werden kann, so daß die Übertragung von Biegemomenten auf den Bereich der Sollbruchstelle verhindert ist, so daß die Sollbruchstelle ausschließlich durch das Einschraubmoment belastet ist.

Die Sollbruchstelle ist in günstiger Weiterbildung der Erfindung als Einschnürung symmetrisch zur Mittelachse der Schraube abgedreht dem Anschluß an die Stirnfläche des Schraubenkopfes angeordnet, so daß diese Fläche nach Entfernen des Drehmomentübertragungselements einen bündigen Abschluß bildet.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt.

Die einzige Figur stellt ein Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Schraube mit einem mit der Schraube in Eingriff kommenden Teil eines Einschraubwerkzeugs im Querschnitt dar.

Eine Knochenschraube 1 entspricht in ihrem Schaftbereich 2 und dem Gewindeteil 3 der Gestaltung bekannter Knochenschrauben, wobei auch der Kopf 4 in seinem unteren Bereich in bekannter Weise ausgebildet ist. Eine derartige Schraube dient zur Fixierung von Knochenfragmenten oder zum Halten einer Knochenplatte, wobei die Zugkraft durch den Eingriff des Gewindes 3 (auf Spongiosa- oder Kortikalisgewinde) dient und die Gegenkraft von der verrundeten Unterseite des Kopfes 4 aufgenommen wird, die sphärisch ausgebildet ist.

Im Anschluß an die Stirnfläche 5 des Schraubenkopfes ist eine Sollbruchstelle 6 in Form einer Einschnürung vorgesehen, welche derart bemessen ist, daß hier ein Bruch eher eintritt als in den übrigen Schraubenbereichen. Bei üblicher Dimensionierung und sanftem Auslauf der Einschnürung um Kraftspitzen zu vermeiden ist der Durchmesser im Bereich dieser Einschnürung bzw. ist der Querschnitt dieser Einschnürung also geringfügig geringer auszubilden als der entsprechende Querschnitt des Schaftes 2. (Bei vom runden Querschnitt abweichender Gestaltung ist in jedem Fall auf die übertragbaren Momente abzustellen).

Im Anschluß an die Einschnürung 6 ist ein Ansatz 7 vorgesehen, welcher Außensechskantflächen aufweist, die zur Übertragung des maximalen, durch die Sollbruchstelle vorgegebenen Einschraubmoments ausreichend sind. Die Übertragung von Biegemomenten auf die Sollbruchstelle ist zu vermeiden. Da diese zu einem Bruch derselben bei kleineren Drehmomenten führen könnten, sind die Außensechskantflächen derart ballig ausgeführt, daß Abweichungen des Schraubendrehers 8 von der Längsachse der Schraube, d.h. eine Neigung um einen geringen Winkel dieser Richtung nicht zu derartigen Biegemomenten führt, da insoweit die beiden Teile 7 und 8 relativ zueinander beweglich sind. Dieser Umstand des nur teilweisen gegenseitigen Eingriffs wegen der balligen Ausgestaltung ist bei der Dimensionierung

der Drehmomentübertragungsflächen zu berücksichtigen, wobei hier keinerlei Schwierigkeiten auftreten, da der Ansatz 7 ein Verlustelement bildet, der die Größe der im Knochen verbleibenden Schraube nicht beeinflusst.

Bei dem Schraubendreher 8 handelt es sich um ein Einschraubelement, welches in negativer Ausbildung als Aussparung Flächen aufweist, die an den Querschnitt zur Übertragung des Einschraubmoments des Ansatzes 7 angepaßt sind. Bei einer vorteilhaften — nicht dargestellten — Variante können an Stelle der Flächen des Ansatzes 7 auch die Innenflächen 9 des Schraubendrehers ballig ausgefüllt sein.

Die Knochenschraube 1 besteht bevorzugt aus einem innerhalb des Körpers resorbierbarem Werkstoff. Damit braucht die Schraube lediglich in den Knochen eingedreht zu werden und kann mit einem beliebig großen Moment festgezogen werden, ohne daß Gefahr für die Schraube selbst besteht. Das übertragbare Moment ist begrenzt durch die Festigkeit der Sollbruchstelle, so daß die Trennung hier ein Zeichen für den Chirurgen ist, daß die Schraube mit dem Sollmoment angezogen wurde.

Um bei einer Korrektur des Schraubensitzes ein Ausschrauben gegebenenfalls noch zu ermöglichen, sind bevorzugt im Bereich des oberen Teils des Schraubenkopfes 4 Anfasungen 10 vorgesehen, welche in Wechselwirkung mit einer Zange oder dergleichen ein Drehen der Schraube nur in Sonderfällen ermöglichen sollen. Da diese Flächen sehr weit von der Mittelachse entfernt sind, brauchen sie nicht besonders ausgeprägt ausgebildet zu sein, wobei sie, da sie im oberen Teil des Kopfes gelegen sind, auch dann noch erreichbar sind, wenn die Schraube fast vollständig eingedreht ist. Auch wenn die Schraube bereits am Ende eingedreht wurde, kann dieser Bereich noch ohne größere Schädigung von Knochenbereichen freigemacht werden, um die Ausdrehmöglichkeit sicherzustellen.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf das vorstehend angegebene bevorzugte Ausführungsbeispiel. Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch machen.

45

50

55

60

65

ME 36.15

-1/1-

Nummer:

Int. Cl.4:

Anmeldetag:

Offenlegungstag:

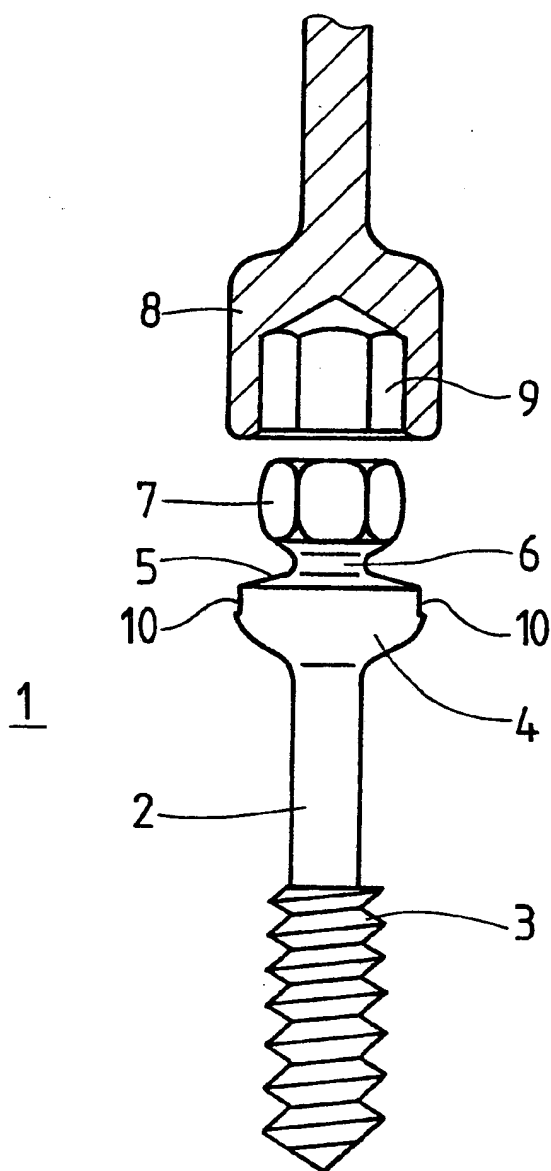
36 30 863

A 61 B 17/58

8. September 1986

17. März 1988

3630863



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.